

TOOTH OSCILLATION MEASURING METHOD AND APPARATUS THEREFOR

Patent Number: JP4279157
Publication date: 1992-10-05
Inventor(s): OTSUKA MASAHIRO
Applicant(s): TOUEI DENKI KK
Requested Patent: ☐ JP4279157
Application Number: JP19910068962 19910307
Priority Number(s):
IPC Classification: A61C19/04
EC Classification:
Equivalents: JP2799438B2

Abstract

PURPOSE: To enable the clarifying of character of a periodontal tissue by allowing the measurement of a correct degree of unsteadiness of teeth in a busy clinical field handily.

CONSTITUTION: In a method of measuring a degree of unsteadiness of teeth wherein a vibration waveform generated by hammering teeth is caught and converted into a degree of oscillation of teeth to be outputted, oscillatory vibration of the teeth when the teeth are hammered with a hammer (4) is caught to be taken out as electrical signal, the moment when the potential of the above oscillation signal exceeds a reference value (vo) is defined as starting point (S) and the moment when the oscillation signal converted into an integration waveform (ii) becomes flat is defined as the final point (F). Time to the final point (F) from the starting point (S) is measured as oscillation time (T).

Data supplied from the esp@cenet database - I2

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平4-279157

(43) 公開日 平成4年(1992)10月5日

(51) Int.Cl.⁵

識別記号

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

A 6 1 C 19/04

9163-4C

A 6 1 C 19/04

D

審査請求 未請求 請求項の数3(全 5 頁)

(21) 出願番号

特願平3-68962

(22) 出願日

平成3年(1991)3月7日

(71) 出願人

591065697

藤栄電気株式会社

東京都渋谷区代官山町17-27

(72) 発明者

大塚 正博

東京都渋谷区代官山町17-27 藤栄電気株式会社内

(74) 代理人

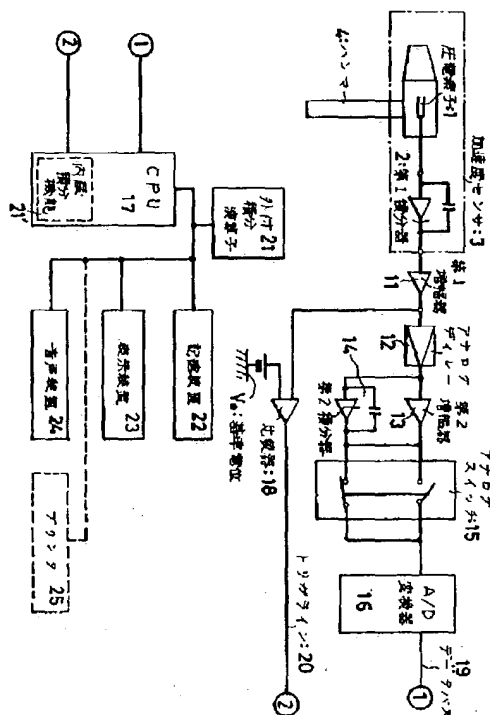
弁理士 森 義明

(54) 【発明の名称】 歯牙動揺度測定方法とその装置

(57) 【要約】

【目的】 本発明の目的は、多忙な医療現場で正確な歯の動揺度を手軽に測定する事が出来、これにより歯周組織の性状もメカニカルに解明出来るようにする事である。

【構成】 歯牙の槌打にて発生する振動波形をキャッチしてこれを歯牙の動揺度に変換して出力する歯牙動揺度測定方法において、歯牙をハンマ(4)にて槌打した時の歯牙の動揺振動をキャッチして電気信号として取り出し、前記動揺信号の電位が基準電(V_0)を越えた時点を始点(S)とし、積分波形(10)に変換された動揺信号が平坦になった時点を終点(F)とし、この始点(S)から終点(F)までの時間を動揺時間(T)として計測する事を特徴とする。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 歯牙の槌打にて発生する振動波形をキャッチしてこれを歯牙の動揺度に変換して出力する歯牙動揺度測定方法において、歯牙をハンマにて槌打した時の歯牙の動揺振動をキャッチして電気信号として取り出し、前記動揺信号の電位が基準電位を越えた時点を始点とし、積分波形に変換された動揺信号が平坦になった時点を終点とし、この始点から終点までの時間を動揺時間として計測する事を特徴とする歯牙動揺度測定方法。

【請求項2】 歯牙の槌打にて発生する振動波形をキャッチしてこれを歯牙の動揺度に変換して出力する歯牙動揺度測定装置において、歯牙をハンマにて槌打した時の歯牙の動揺振動をキャッチして電気信号として取り出すセンサと、前記センサを組み込んだハンマと、前記センサにてキャッチされた槌打信号を記憶する記憶装置と、前記槌打信号の電位と基準電位を比較する比較器と、比較器からの出力にて記憶装置から前記槌打信号を呼び出して歯牙動揺波形の波長を演算するCPUとで構成された事を特徴とする歯牙動揺度測定装置。

【請求項3】 請求項2の歯牙動揺度測定装置において、センサにてキャッチされた槌打信号を積分する積分器を設け、積分器にて積分波長に変換された振動波形が平坦になった時点をCPUにて検索してこれを槌打信号の終点とし、比較器からのトリガ信号の入力時点を始点として始点から終点までの時間を動揺時間としてCPUにて計測する事を特徴とする歯牙動揺度測定装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、歯牙の動揺度を測定して歯の健康状態を推測するための自動的な測定方法とその装置に関する。

【0002】

【従来の技術】歯科の各分野において歯の動揺度測定は、歯の健康状態を推測する手段として特に重要な事項である。例えば補綴物の設計においては支台歯の診断や予後観察に、欠くべからざるものであり、歯周病においては治療手段の決定のために無視することの出来ない診断法である。そこで歯および歯周組織の健康度を正確に診断しようとする試みが行われてきた。例えば臨床的判定法としては触診、盲のう測定、打診、X線像などが利用されており、歯の動揺度測定方法とその装置としては外力に対する歯の変位量で表現したダイヤルゲージ法、ストレインゲージ法、電気差動トランス法、歯の動きを小鏡で反射して測定した方法、振動を応用してその応答特性を求めた共振周波数測定法及び機械的インピーダンス測定法などがある。

【0003】ところが、これらの装置は臨床応用にあたっては、大掛かりな装置、データの信頼性、加振器の固定法の困難性など、多くの問題があり、一般的には経験

的な感覚を利用したミラーの測定法によって、歯の動揺度を0度から3度までの4段階に分類した方法を用いているのが現状である。この測定方法は術者の主観によって大きく左右される欠点があり、また歯の変位量のみを重視しているので歯周組織の粘弾性など歯周組織の性状を解明したことにならないという欠点があった。

【0004】そこで、これをメカニカルに判定するために、本発明者は、歯牙の槌打音をキャッチするセンサと、センサを組み込んだハンマと、センサにてキャッチされた槌打アナログ信号をA/D変換するA/D変換器と、A/D変換器からの槌打デジタル信号を記憶する記憶装置と、記憶装置のデータをD/A変換すると共にCRTをコントロールするCRTコントローラと、D/A変換された槌打アナログ波形とを再現するためのCRTとで、歯牙の槌打にて発生する振動波形をキャッチしてこれを目視可能な振動波形としてCRT上に描くようにした歯牙動揺度測定方法とその装置を開発したのであるが、この装置ではセンサにてキャッチされた槌打アナログ信号の電位を、3種類の基準電位とを比較して槌打強度を強、合格、弱の3つに別けて判定するようにしていた。そのため、毎回槌打強度の可否を判断しながら検査せねばならず、多忙な診療現場においては非常に煩わしいという問題があった。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】本発明の解決課題は、多忙な医療現場で正確な歯の動揺度を手軽に測定する事が出来、これにより歯周組織の性状もメカニカルに解明出来るようにする事である。

【0006】

【課題を解決するための手段】本発明の歯牙動揺度測定方法は、請求項1に示すように、『歯牙をハンマにて槌打した時の歯牙の動揺振動をキャッチして電気信号として取り出し、前記動揺信号の電位が基準電位(V_0)を越えた時点を始点(S)とし、積分波形に変換された動揺信号(口)が平坦になった時点を終点(F)とし、この始点(S)から終点(F)までの時間を動揺時間(T)として計測する』事を特徴とするものである。

【0007】『請求項2』に示した歯牙動揺度測定装置は、前記方法を実施するための基本的な装置で、『歯牙をハンマ(4)にて槌打した時の歯牙の動揺振動をキャッチして電気信号として取り出すセンサ(3)と、前記センサ(3)を組み込んだハンマ(4)と、前記センサ(3)にてキャッチされた槌打信号を記憶する記憶装置(22)と、前記槌打信号の電位と基準電位(V_0)を比較する比較器(18)と、比較器(18)からの出力にて記憶装置(22)から前記槌打信号を呼び出して歯牙動揺波形の波長を演算するCPU(17)とで構成された』事を特徴とするものであり、

【0008】『請求項3』は前記『請求項2』に示す歯牙動揺度測定装置を更に詳細にしたもので、『センサ(3)にてキャッチされた槌打信号を積分する積分器(14)

3

{又は(21)(21')}を設け、積分器(14){又は(21)(21')}にて積分波長に変換された振動波形が平坦になった時点とCPU(17)にて検索してこれを槌打信号の終点(F)とし、比較器(18)からのトリガ信号の入力時点とを始点(S)として始点(S)から終点(F)までの時間を動揺時間(T)としてCPU(17)にて計測する』事の特徴とするものである。

【0009】

【実施例】以下、本発明を図示実施例に従って詳述する。図1のブロック回路図において、(2)はハンマで、歯の共振周波数から大きくはなれたポリオキシメチレン製のハンマ($f=5280\text{Hz}$)および鉄製ハンマ($f=7936\text{Hz}$)の2種類を採用した。

【0010】(1)はセンサで、例えば圧電素子にて構成されており、ハンマ(2)に内蔵されている。(2)は、センサ(1)の出力を積分する第1積分器で、センサ(1)とで加速度センサ(3)を構成する。ハンマ(4)とセンサ(1)の間にはウレタンを介在させ、可及的に擦過音の発生を防止するようにしてもよい。

【0011】(11)は第1増幅器、(12)はアナログディレーであり、第1増幅器(11)は加速度センサ(3)に直列接続され、アナログディレー(12)は加速度センサ(3)に直列接続されている。(13)は第2増幅器、(14)は第2積分器であり、アナログディレー(12)の出力側に並列接続されている。(15)はアナログスイッチであり、前記第2増幅器(13)と第2積分器(14)との切り替えを行う。(16)はA/D変換器で、アナログスイッチ(15)の出力側に接続されている。

【0012】(17)はCPUで、データバス(19)を介して前記アナログスイッチ(15)に接続されている。更に、前記第1増幅器(11)の出力は分岐し、比較器(18)を介してCPU(17)に入力している。比較器(18)では前記第1増幅器(11)の出力が基準電位(V_0)と比較され、基準電位(V_0)以上である場合にトリガライン(20)を通してトリガ信号がCPU(17)に入力し、前記データバス(19)を通して記憶装置(22)に記憶されている動揺デジタル信号(加速度信号とこれを積分した速度信号)がCPU(17)に呼び出され、後述するような演算がなされる。逆に、第1増幅器(11)の出力が基準電位(V_0)以下である場合に記憶装置(22)に記憶された動揺デジタル信号は測定不良としてキャンセルされ、記憶されない。記憶装置(22)はその容量がオーバーすると記憶作業は終了するようになっている。

【0013】CPU(17)では、記憶装置(22)に記憶した内容を呼び出し、図2に示す積分波形(口)が一定となった箇所を検出する。トリガが作動した時点(S)から積分波形が一定となった時点(F)迄の時間が歯牙の動揺時間(T)となり、この時間が長いほど歯牙の動揺度が大きい。

【0014】次ぎに、本発明の作用について説明する。

4

ハンマ(4)にて歯牙を槌打すると、この槌打音が圧電素子からなるセンサ(1)にて槌打アナログ信号としてキャッチされる。センサ(1)に槌打アナログ信号が入力されるとこれが第1積分器(2)にて積分され、加速度信号として出力される。この槌打アナログ加速度信号は第1増幅器(11)に入力され、所定の倍率で増幅されて出力される。この第1増幅器(11)の出力は分岐されて、一方はそのままアナログディレー(12)に入力され、他方は比較器(18)に入力される。

【0015】比較器(18)では前記増幅された槌打アナログ加速度信号と基準電位(V_0)とが比較され、増幅された槌打アナログ加速度信号が基準電位(V_0)を越えた処でトリガがかかり、トリガライン(20)を通じてCPU(17)にトリガ信号が入力する。

【0016】一方、アナログディレー(12)を通った増幅槌打アナログ加速度信号は、分岐されて第2増幅器(13)と第2積分器(14)に入力され、第2増幅器(13)では更に増幅され、第2積分器(14)では積分されて槌打アナログ加速度信号は槌打波形に重畳している細かいノイズがキャンセルされた形の滑らかな速度信号に変換されて出力される。

【0017】第2増幅器(14)並びに第2積分器(14)からの出力は、アナログスイッチ(15)にて高速度で交互に切り替えられてA/D変換器(16)に入力される。A/D変換器(16)では前記アナログ出力がデジタル信号に変換されて出力され、データバス(19)を介して書き込み専用記憶装置(22)に入力される。前記記憶作用は、比較器(18)からのトリガ信号がCPU(17)に入力した場合に行なわれるもので、そのために前記アナログディレー(12)が設けられているのである。

【0018】次ぎに、記憶装置(22)に記憶された槌打デジタル加速度信号と槌打デジタル速度信号のいずれかが選択されてCPU(17)に取り出される。

【0019】歯牙の動揺度測定に必要な時間軸上で、ハンマ(4)のインパクトの立ち上がりからの第一波長の長さは、前述のようにCPU(17)に取り込まれた振動波形を検索する事によって行なわれる。即ち、トリガの入力時点とを始点(S)とし、図2に示す積分波形(口)が一定となった箇所をCPU(17)にて検索し、トリガが作動した時点(S)から積分波形が一定となった時点(F)迄の時間を歯牙の動揺時間(T)と判定するのである。この時間は何段階かの動揺度(例えば10段階)に換算されて測定数値として表示装置(23)に表示される。

【0020】積分波形(口)は前述のように、歯牙の動揺時間(T)の測定のために主として使用され、加速度波形(イ)は2度打ちの有無確認のために用いられる。

【0021】尚、積分演算子(21)は、第2積分器(14)の代わりに外付けとし、記憶装置(22)に入力した(又は入力しようとしている)信号を積分してもよいし、CPU(17)内蔵の積分機能を活用してもよい。又、必要に応じ

5

てプリンタ(25)を接続し、データを波形として又は数値として出力してもよいし、音声装置(24)を接続しておいて槌打強度がトリガ基準電圧を越えなければその旨を音声表示させるようにしてもよい。

【0022】

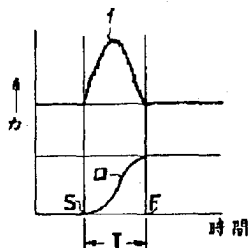
【発明の効果】本発明は、槌打強度がトリガ基準電圧を越えればその後はその強度に関係なく測定できるものであり、逆に、槌打強度がトリガ基準電圧を越えなければ測定値は自動的にキャンセルされてしまうので、従来のように測定の度毎に槌打強度の可否を判定する必要がなく、多忙な医療現場において歯牙の動揺度をメカニカルに且つ簡便に行うことが出来るという利点がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施例の回路図

【図2】本発明の記憶装置に入力されるデジタル信号波形のグラフ

【図2】



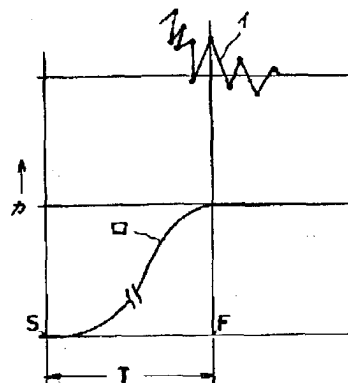
6

【図3】図2の部分拡大グラフ

【符号の説明】

- (1)…圧電素子 (2)…第1積分器 (3)…加速度センサ (4)…ハンマ
 (11)…第1増幅器 (12)…アナログディレー
 (13)…第2増幅器 (14)…第2積分器 (15)…アナログスイッチ
 (16)…A/D変換器 (17)…CPU (18)…比較器 (19)…データバス
 (20)…トリガライン (21)…外付積分演算子
 (22)…記憶装置 (23)…表示装置 (24)…音声装置 (25)…プリンタ
 (V₀)…基準電位。

【図3】



【図1】

